



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 11 364 A 1**

⑤① Int. Cl.⁶:
A 61 M 25/10
A 61 M 29/00

②① Aktenzeichen: 198 11 364.1
②② Anmeldetag: 16. 3. 98
④③ Offenlegungstag: 23. 9. 99

DE 198 11 364 A 1

⑦① Anmelder:
Benker, Gerhard, 23558 Lübeck, DE

⑦② Erfinder:
gleich Anmelder

⑤⑤ Entgegenhaltungen:
US 56 62 671
EP 01 65 713

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Ballondilatationskatheter mit antithrombotischem Filtersieb und Ballondilatationskatheter in einem Resektionsinstrument befestigt

⑤⑦ Der Ballondilatationskatheter mit antithrombotischen Filtersieb und der Ballondilatationskatheter in einem Resektionsinstrument befestigt, sind ein Gefäßballondilatationskathetersystem, das als einzelner Ballonkatheter mit einem Einführungskatheter und ebenso als Ballonkatheter mit dem Einführungskatheter und einem Leitungskatheter in das Gefäßsystem des menschlichen Organismus geleitet werden, wobei das Resektionsinstrument in einer Katheterhüllenstruktur, dem Einsetzkatheter, in dem Leitungskatheter geführt ist und in seinem Aufbau einen Ballondilatationsmikrokatheter, in einem hierfür konstruierten Kugelgelenkaufbau aufweist. Die Erfindung stellt eine Optimierung des Operationsablaufes für den Menschen und den Mediziner dar, indem in der Gefäßballondilatation und anschließender Gefäßwandresektion entfernte und ebenso in der Ballondilatation von der Gefäßwand abgelöste Gefäßgewebeteilchen mit dem Filtersieb aufgefangen werden und mit einer im distalen Ende des Ballondilatationskatheters und ebenso Einsetzkatheters eingesetzte Abflußleitungsöffnung diese Gewebeteilchen aus dem Organismus abgepumpt werden und hiermit weitere periphere Gefäße des Organismus, wie z. B. in dem medizinisch so bezeichneten blue toes syndrom, dem blauen Zehen Syndrom, nicht mehr verstopfen und verengen können.

DE 198 11 364 A 1

Die Erfindung stellt einen in das Arteriengefäß einführbaren Ballondilationskatheter mit einem Führungsdraht und vor der Katheterspitze zum Ballon hin aus- und einbewegbaren Filtersieb mit einer radiologisch markierten Spitze des Führungsdraht dar, wobei der Ballondilationskatheter einerseits als einzelner Ballonkatheter mittels eines Einführungskatheter in das Arteriengefäß des Organismus geschoben wird und andererseits mit einem weiteren in dem Einführungskatheter eingeführten Leitungskatheter, der den Ballonkatheter zu der Gefäßverengungsstelle leitet, in das Arteriengefäß geschoben wird.

Der Ballonkatheter ist mit einer Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungskanälen mit einem Innendurchmesser von 0,3 mm und in der einzelnen Flüssigkeitsleitung mit eingesetzten elektro-magnetischen Flüssigkeitsleitungsmikroventil aufgebaut das zum proximalen Ende des Ballonkatheter in einer bekannten Siliziummikrotechnologie hergestellt ist und ebenso ist die Öffnung der Flüssigkeitsleitung mit einer Ringverengung hergestellt, so daß mit einem Flüssigkeitsdruck einer Flüssigkeitsdruckpumpe einerseits eine Steifigkeitsstabilisierung des Ballonkatheters konstruiert ist und andererseits die Schiebebeugung des Ballonkatheters in dem Arteriengefäß eine Flüssigkeitsunterstützung aufweist. Der Leitungskatheter hat seine Steifigkeitsstabilisierung in einem Aufbau mit einem gedrehten Metalldraht, wobei in den Leitungskatheter ein elektro-magnetischer Kupplungsmechanismus mit diamagnetischer Werkstoffanordnung, die mit Siliziumkarbit oder vierwertiger diamagnetischer Titanverbindung oder fünfwertiger diamagnetischer Vanadiumhalbmetallverbindung hergestellt ist und der Leitungskatheter hiernit in zwei Leitungskatheterteile getrennt werden kann und ein Leitungskatheterteil in einer verbleibenden Operationseinführungsstruktur in dem Arteriengefäß oder als Gefäßshunt in dem Arteriengefäß zeitweise angeordnet ist.

In den Leitungskatheter kann ebenso ein Einsetzkatheter mit einem eingeordneten Resektionsinstrument und befestigten Ballonmikrokatheter eingeführt werden, wobei das Resektionsinstrument mit einem mechanischen Kugelgelenkaufbau konstruiert ist und ebenso mit einem konisch geformten Gelenk, indem durch einen gebohrten Rohrzyylinder mit einem innerhalb geführten biegsamen Rohrkanal aus Kunststoff ein Filtersieb aus- und einbewegt wird, womit dem Resektionsinstrument einerseits eine axiale Halterung in dem Arteriengefäß gegeben ist und andererseits durch eine antithrombotische Beschichtung des Filtersieb mit Methylmethacrylatpolymerkunststoff und einem die Filtersiebmembran stützenden Fadenaufbau aus Kunststoff, z. B. Teflonkunststoffäden, Gefäßgewebeteilchen keine weiteren Gefäße in dem Arteriengefäßsystem verstopfen können, weil das porige Filtersieb diese abgelösten Gefäßgewebeteilchen auffängt und diese abgesaugt werden. Desweiteren ist das Resektionsinstrument mit einem zum distalen Ende vor der radiologisch markierten Spitze befestigten Ballonmikrokanalkatheter konstruiert, wobei dieser Ballonkatheter mit einem Ballonflüssigkeitsmikrokanal innerhalb des Kugelgelenkaufbau beweglich befestigt ist und in seinem Werkstoffaufbau mit einem Polyethylenpolymerkunststoff hergestellt ist und zum Kugelgelenkaufbau eine höher verdichtete Kunststoffstruktur hat, so daß der erweiterte elastische Ballon des Ballonmikrokatheter einerseits das Resektionsinstrument in der Rotation axial im Arteriengefäß hält und andererseits im Operationsablauf abgelöste Gefäßgewebeteilchen weitere Arteriengefäße nicht verstopfen und mit einer Abflußleitung im Einsetzkatheter abgesaugt werden können und eine Gefäßverengungsstelle im

Operationsablauf vorher im Arteriengefäß erweitert wird.

In den bekannten Patententwicklungen ist nach Pat. DE 38 39 359 A1 ein Katheter mit Ballon zur Gefäßerweiterung am proximalen Ende und Halteballon zum distalen Katheterteil mit verschiedenen Zuleitungen für den Halteballon und Erweiterungsballon bekannt, womit beide miteinander eine Leitungsverbindung und einen Absaugkanal mit zwischen dem Halteballon und Erweiterungsballon angebrachter Leitungsöffnung haben.

Im Ballonkatheter ist eine Abflußleitung, die parallel zur Ballonflüssigkeitsleitung verläuft, dargestellt und die Öffnung der Abflußleitung zum Arteriengefäß ist mit einem elektro-magnetischen Ventil zwischen der Spitze des Ballonkatheter und vor dem Ballon im proximalen Ende des Ballonkatheter konstruiert, und hiernit die Gefäßgewebeteilchen im weiteren Arteriengefäßlumen zwischen dem Ballon und dem Filtersieb abgesaugt werden.

Desweiteren ist nach Pat. WO 95/21652 ein Ballondilationskatheteraufbau mit Führungsdraht und ineinander dargestellten Katheterquerschnittaufbau mit Einführungskatheter und Körperkatheter bekannt, wobei beide Katheterlumen in der Ballonflüssigkeitsleitung zum Ballonlumen eine Verbindung haben und hiernit eine Bewegung des Ballons im erweiterbaren Ballonlumen gegeben ist und der Ballondilationskatheter eine Versteifungsstabilität erhält.

Der Ballonkatheter ist mit einer Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen, die mit einem Flüssigkeitsmembrandruckpumpenkreislauf durch einen Kupplungsanschluß verbunden sind, zum proximalen Ende des Ballonkatheter, in einer Flüssigkeitsleitungsverbindung mit einer Flüssigkeitsleitung konstruiert und damit ist eine Steifigkeitsstabilisierung des Ballonkatheter gegeben, indem in dem Flüssigkeitsmembrandruckpumpenkreislauf ein hoher Pumpenförderolumendruck in die Flüssigkeitsleitungen geleitet wird und mit dem elektro-magnetischen Ventil in der Flüssigkeitsleitungsöffnung ein im Verhältnis kleines Flüssigkeitsvolumen in das Arteriengefäß geleitet wird und dies ebenso mit einer Ringverengung in der Öffnung der Flüssigkeitsleitung gegeben ist.

Weiterhin ist nach Pat. DE 31 43 643 A1 ein Katheter aus Kunststoff mit Haltearmen aus Kunststoff in der Spitze bekannt, wobei die Kunststoffarme einzeln an einem Deckel befestigt sind, der mit einem Zugseil und einer Feder eine Verbindung hat und diese Kunststoffarme dem Katheter in Körperöffnungen eine Halterung geben und der Deckel den Abfluß in den Katheter regelt. In der Erfindung ist ein Ballonkatheter mit Führungsdraht und zum proximalen Ende des Ballonkatheters angeordneten Filtersieb dargestellt, indem das Filtersieb mit einem gedrehten Kunststoffadenaufbau stabilisiert ist und diese Kunststoffstützfäden mit einer porigen Membran aus Kunststoff verbunden sind, die eine antithrombotische porige Flußstruktur in der Kunststoffbeschichtung hat und dieses Filtersieb mit dem Führungsdraht und einem biegsamen Rohrkanal aus Kunststoff in einer erweiterten inneren Ringhülle aus- und einbewegt wird.

Weiter ist nach Pat. DE 35 26 738 A1 ein Katheter mit Kontaktschuh, als elektrisches Kontaktelement zur elektrischen Leitungsverbindung zwischen einem EKG-Gerätes, und der Katheterspitze, zur Erstellung eines intrakardialen Elektrokardiogramm bekannt und nach Pat. DE 40 14 947 A1 ist ein Katheter mit in der Spitze zur Führung des Katheter angeordneten Magneten, Permanentmagneten und Elektromagneten bekannt, die eine Bewegungsführung des Katheters im proximalen Ende zur Spitze hin erzeugen. In der Erfindung ist ein Kupplungsmechanismus zur Zusammensetzung zweier Lumen des Leitungskatheterteile mit diamagnetischen Kupplungsgliedern konstruiert, die in einer Siliziumhalbleiternikrotechnologie hergestellt sind, indem die

diamagnetischen Kupplungsglieder mit einem Winkel in der Kupplungseinführseite und einer konischen Öffnung in der Kupplungsaufnahmesite in einem Kunststoffwerkstoff dargestellt sind und mit dem diamagnetischen Werkstoff an diesen Kupplungsgliedern ein zeitlicher Halt zweier Kupplungsglieder mit einer geschalteten elektrischen Stromleitungsverbindung gegeben ist, wobei die elektrische Leitungsverbindung in einem Leitungskanal mit Kontaktschuhen eine bewegliche Trennungskonstruktion hat. In der Erfindung ist weiterhin eine elektro-magnetische Kupplung im proximalen Ende des Resektionsinstrumentes konstruiert, mit der eine Bewegung des Filtersieb in der Art gegeben ist, daß ein diamagnetischer Werkstoff in dem einen Kupplungsglied, welches in dem konisch geformten Gelenk des Resektionsinstrument ist, mit dem diamagnetischen Kupplungsglied in der Filtersiebrohrhalterung, die das Filtersieb im proximalen Ende des Resektionsinstrument aufnimmt, mit entgegengesetzter Magnetinduktion der diamagnetischen Werkstoffe zueinander, durch eine geschaltete elektrische Stromleitung, die um den Führungsdraht, der hier das Filtersieb bewegt, gewickelt angeordnet ist und mittels Kontaktschuhe eine elektrische Verbindung zu den Kupplungsgliedern herstellt, eine kinetische Bindung im proximalen Ende bewirkt und hiermit in der Druckbewegung durch den Führungsdraht das Filtersieb aus der Filtersiebrohrhalterung bewegt werden kann und in gleichpoliger Magnetinduktion das Resektionsinstrument, in der Rotation, von der Filtersiebrohrhalterung getrennt wird und das Filtersieb im Arteriengefäß nicht rotiert. Weiter sind nach Pat. 04 52 123 A1 ein radiologisch markierter Katheter mit Markierungskanälen und nach Pat. DE 29 10 749 C2 ein Katheter mit Kontraststreifen, die in Wellenlinien entlang der Länge des Katheters dargestellt sind, bekannt.

In der Erfindung ist eine radiologische Markierung des Ballonkatheters mit Punkten in Abständen in der Länge und in der Ballonkatheterspitze dargestellt.

Die Gestaltung der Erfindung ist in den Figuren dargestellt, die zeigen:

Fig. 1a zeigt eine seitliche geschnittene Ansicht des zusammen gesetzten Aufbau des Ballondilatationskatheters mit ausbewegtem Filtersieb im Arteriengefäßlumen, mit Einführungskatheter und Leitungskatheter;

Fig. 1b zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des zusammen gesetzten Aufbau des Ballondilatationskatheters mit einer Kupplungsanordnung im Leitungskatheter, wobei die radiologisch markierte Spitze des Ballonkatheters durch eine Gefäßverengungsstelle im Arteriengefäßlumen geführt ist;

Fig. 2 zeigt einen Querschnitt des Leitungskatheter;

Fig. 3 zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des Ballonkatheters mit Einführungskatheter im Arteriengefäßlumen und Kupplungsanschlüsse für die Flüssigkeitsleitung und Abflußleitung und Ballonflüssigkeitsleitung und Bewegungsmechanismus mit Führungsdraht und inneren Rohrkanal im distalen Ende des Ballonkatheter;

Fig. 4 zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht der Verschlusskappe mit Bewegungsmechanismus des Ballonkatheters;

Fig. 5a zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht der Ballonkatheterflüssigkeitskupplung an einem Querschnitt des Ballonkatheters;

Fig. 5b zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht der Abflußkanalkupplung des Ballonkatheters an einem Querschnitt des Ballonkatheters;

Fig. 5c zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht der Ballonflüssigkeitskupplung des Ballonkatheters an einem Querschnitt des Ballonkatheters;

Fig. 6a zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Ballon-

katheters im proximalen Ende mit einbewegtem Filtersieb und radiologisch markierter Spitze;

Fig. 6b zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Ballonkatheters im proximalen Ende mit einbewegtem Filtersieb und einbewegter radiologisch markierter Spitze;

Fig. 7a zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des Ballonkatheters mit Abflußleitung und mit der Ballonflüssigkeitsleitung und erweiterten Ballon im proximalen Ende mit dem Führungsdraht und ausbewegter radiologisch markierter Spitze;

Fig. 7b zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des Ballonkatheters mit in die äußere Ballonkatheterhülle eingegliederten Ballon und ausbewegten Führungsdraht und ausbewegtem Filtersieb;

Fig. 7c zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des Ballonkatheters mit in die äußere Ballonkatheterhülle eingegliederten Ballon und der Aneinanderordnung der Flüssigkeitsleitungen mit Flüssigkeitsleitungsverbindung und einzelner Flüssigkeitsleitung und einbewegtem Filtersieb und Führungsdraht einbewegt;

Fig. 8a zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Leitungskatheterkupplungsmechanismus;

Fig. 8b zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Kupplungsanschlusses des Leitungskatheters im ineinander bewegten Zustand;

Fig. 9a zeigt eine seitl. Teilansicht des vorderen Abschnittes des Einsetzkatheters mit eingeführtem Resektionsinstrument im Kugelgelenkaufbau beweglichen befestigten Ballonmikrokatheterkanal und eingegliederten Ballonmikrokatheter, wobei das Resektionsinstrument mit einem vorbewegten Kugelgelenkaufbau eine eingeklappte Stellung der Glieder aufweist;

Fig. 9b zeigt einen Querschnitt des Resektionsinstrumentes mit Kugelgelenkaufbau und fünfgliedrigen Gliederaufbau;

Fig. 9c zeigt eine seitliche Teilansicht des vorderen Abschnittes im proximalen Ende des Einsetzkatheters mit eingesetztem Resektionsinstrument und befestigten Ballonmikrokatheter mit erweiterten Ballon, wobei das Resektionsinstrument mit einem zurückbewegten Kugelgelenkaufbau eine aufgeklappte Stellung der Glieder aufweist;

Fig. 10a zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Kugelgelenkaufbau mit eingeklappter Stellung und vorbewegtem Kugelgelenk in dem Getriebekasten;

Fig. 10b zeigt eine seitl. geschnittene Ansicht des Kugelgelenkaufbau mit ausgeklappter Stellung und zurückbewegtem Kugelgelenk in dem Getriebekasten;

Fig. 11a zeigt eine seitl. Teilansicht des vorderen Abschnittes des Einsetzkatheters mit eingeführtem Resektionsinstrument und einbewegtem Filtersieb im proximalen Ende des Resektionsinstrument;

Fig. 11b zeigt eine seitl. geschnittene Teilansicht des vorderen Abschnittes des Einsetzkatheters mit eingeführtem Resektionsinstrument und einbewegtem Filtersieb im distalen Ende des Resektionsinstrumentes;

Fig. 12 zeigt einen Ballondilatationsschaltungskreislauf mit einem steuernden elektrischen Steuerelement, beispielsweise einem Mikrocomputer.

Der Ballonkatheter (1) mit antithrombotischen Filtersieb (56) ist durch einen Leitungskatheter (56) zur Gefäßverengungsstelle (54) im Arteriengefäß (5) geleitet und der Leitungskatheter (56) ist mit einem Einführungskatheter (4) in das Arteriengefäß (5) eingeführt, wie Fig. 1a und 1b zeigen. Der Ballonkatheter (1) hat im Querschnittaufbau eine äußere elastische Ballonkatheterhülle (2), die im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) in einem Ballon (91) abgeteilt ist, so daß sich in der räumlichen Trennung ein Ballon (91) mittels einer über eine Ballonflüssigkeitsleitung (26)

gepumpten organischen Siliziumverbindungen enthaltene Silaneflüssigkeit mit einem erweiterten Querschnitt herstellen läßt. Die Bewegung des Ballonkatheters (1) ist ebenso mit der Einführung mit dem Führungskatheter (4) in dem Arteriengefäß (5) einleitend herzustellen, indem in dem Ballonkatheter (1) zentrisch ein biegsamer Rohrkanal (10) mit einem Führungsdraht (9) eingesetzt ist und die Steifigkeitstabilität des Ballonkatheter (1) in einer Zugspannung, erzeugt durch den Führungsdraht (9), ist mittels einer vom distalen Ende (7) des Ballonkatheter (1) bis zum Ballon (91) im proximalen Ende (6) sich erstreckende Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen (18), die durch eine Flüssigkeitsmembrandruckpumpe (12) mit einem Flüssigkeitsvolumendruck versorgt sind, konstruiert. Diese Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen (18) mit einem Flüssigkeitskupplungsanschluß (15), ist mit einem elektro-magnetischen Ventil (17), über eine Flüssigkeitsdruckleitung (11), mit Druckbegrenzungsventil (20) und Volumendruckanzeiger (21) mit der Flüssigkeitsmembrandruckpumpe (12) und einem Flüssigkeitsvorratsbehältnis (22) mit Druckrückschlagventil (23) verbunden, wie Fig. 3, 5a, 12 und 7a, 7b und 7c zeigen. Vor dem Ballon (91) des Ballonkatheters (1) sind die einzeln aneinander angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) mit einer Flüssigkeitsleitungsverbindung (19) auf eine Flüssigkeitsleitung (14) verbunden, wie Fig. 7c zeigt. Diese Flüssigkeitsleitungsverbindung (19) stellt eine Leitungsverengung der Flüssigkeitsleitungen (18) dar, so daß sich hinter dem Ballon (91) im proximalen Ende (6) in der einzelnen Flüssigkeitsleitung (14) mit einem elektro-magnetischen Flüssigkeitsleitungsmikroventil (16) in der Regelung des Flüssigkeitsausstoßes in das Arteriengefäß (5) und dem Flüssigkeitsvolumendruck in den aneinander angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) und der Flüssigkeitsleitung (14) eine Steifigkeitstabilisierung im Ballonkatheter (1) darstellen läßt. Das elektro-magnetische Flüssigkeitsleitungsmikroventil (16) in der einzelnen Flüssigkeitsleitung (14) ist ebenso durch eine Ringverengung (66) im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) konstruiert, so daß der Flüssigkeitsausstoß in das Arteriengefäß (5) reguliert ist und das elektromagnetische Flüssigkeitsleitungsmikroventil (16) ist in einer Silizium Halbleitertechnologie in bekannter Herstellungsweise gebaut. Die einzelne Flüssigkeitsleitung (14) durchdringt den Ballon (91), der in dem Querschnitt im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) eingeordnet ist, wie Fig. 7b und 7c zeigen. Die Flüssigkeitsleitungen (18) sind im distalen Ende (7) des Ballonkatheters (1) mit einem Flüssigkeitskupplungsanschluß (15) und eingeordneten elektro-magnetischen Ventil (17) und einer Flüssigkeitsdruckleitung (11) verbunden, wie Fig. 3 und 5a zeigen. Die Ballonflüssigkeitsdruckleitung (26) ist mit Ballonflüssigkeitsmembrandruckpumpe (27) verbunden, so daß die Ballonflüssigkeit in einer Bewegung zum Ballon (91) des Ballonkatheters (1) und einer Bewegung vom Ballon (91) zum distalen Ende (7) hin, über eine Ballonflüssigkeitsleitung (8) im Ballonkatheter (1) erfolgt. Diese Bewegung der Ballonflüssigkeit in zwei mögliche Flußrichtungen erfolgt mit einer zweifach dargestellten Ballonflüssigkeitsdruckleitung (26), die jeweils mit einem Druckbegrenzungsventil (20) und einem Druckanzeiger (21) mit der doppelt richtungswirkenden Ballonflüssigkeitsmembrandruckpumpe (27) und einem Ballonflüssigkeitsbehälter (28) mit Milliliter Skaleneinteilung verbunden ist, wie Fig. 12 zeigt. An den Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) ist ebenso ein manueller Anschluß (29); mit manuell geregelter Ballonflüssigkeitsdruckregelung angebracht, wie Fig. 5b zeigt. Zum proximalen Ende (6) des Ballon (91) im Ballonkatheter (1) befindet sich eine Abflußleitungsöffnung (30) mit elektro-magnetischem Abflußleitungsmikroventil (31),

und die Abflußleitung (32) geht parallel zur Ballonflüssigkeitsleitung (8) im Querschnittaufbau des Ballonkatheter (1), wie Fig. 5c zeigt. Im distalen Ende (7) des Ballonkatheter (1) ist die Abflußleitung (32) mit einer Abflußleitungskupplung (33) und eingeordneten elektro-magnetischen Ventil (17) über eine Abflußdruckleitung (34) mit mit Druckbegrenzungsventil (20) und Druckanzeiger (21) mit einer Absaugmembrandruckpumpe (35) verbunden, wie Fig. 12 zeigt, und mit der Abflußleitung (32) und der zwischen dem Ballon (91) im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) und dem Filtersieb (55) angeordneten Abflußleitungsöffnung (30) fließt die Gefäßflüssigkeit im Ballondilatationsablauf über ein Abscheideventil (37) in einen offenen Abflußbehälter (36). Der zentral geführte biegsame Rohrkanal (10), der den Führungsdraht (9) umfaßt, ist von der inneren Ballonkatheterringhülle (3) des Ballonkatheters (1) umgeben, so daß sich dieser biegsame Rohrkanal (10), der in dem Werkstoff Kunststoff aufgebaut ist, im Ballonkatheter (1) beweglich schieben läßt. Der Ballonkatheter (1) ist von einer äußeren Ballonkatheterhülle (2) umgeben und innen von der inneren Ballonkatheterringhülle (3) dargestellt, die beide in einem Kunststoffwerkstoff, z. B. Polyethylenpolymerkunststoff aufgebaut sind. Mit der Bewegung des biegsamen Rohrkanal (10) in der inneren Ballonkatheterringhülle (3) wird das Filtersieb (55) in der erweiterten inneren Ringhülle (24) aus- und einbewegt und innerhalb dieses Filtersieb (55) durchläuft der Führungsdraht (9) mit der radiologisch markierten Spitze (13) und auf der äußeren Ballonkatheterhülle (2) sind radiologische Markierungspunkte (100) eingesetzt. Das Filtersieb (55) hat in seinem Aufbau einen Ring (41), in einem verdichteten harten Polyethylenpolymerkunststoff aufgebaut, der mit einem Fadenaufbau (42) verbunden ist und durch den der Führungsdraht (9), mit einer Verdickungsstelle (39) vor dem Ring (41) angeordnet, hindurchgeführt ist, so daß der Führungsdraht (9) einerseits im distalen Ende (6) des Ballonkatheter (1) die Bewegung des Filtersieb (55) bewirkt und andererseits die Aus- und Einbewegung des Filtersieb (55) mit dem zentralen biegsamen Rohrkanal (10) bewirkt wird. Das Filtersieb (55) ist mit einer radialen Anordnung eines Fadenaufbau (42) konstruiert, der mit einer porigen Filtersiebmembran (43) verschweißt ist und in einem Kunststoffwerkstoff mit antithrombotischer Hydromethylmethacrylat Polymer-Kunststoffbeschichtung aufgebaut ist. Im distalen Ende (7) des Ballonkatheter (1) befindet sich eine zylindrische Verschlusskappe (44) mit Verschlusskappenzyylinder (40), der einerseits die äußere Ballonkatheterhülle (2) und die innere Ballonkatheterhülle (3) mit einer vorstehenden Verschlusskappenhülse (45) aufnimmt und mittels einer Verschlusskappenhalterung (46) zylindrische Verschlusskappenhülse (45) befestigt und andererseits mit einem angeordneten doppelt wirkenden Drehmechanismus die Zugbewegung des Führungsdrahtes (9) und die Aus- und Einbewegung des Filtersieb (55) bewirkt, wie Fig. 4 zeigt.

In der Verschlusskappe (44) ist eine vordere Drehanordnung (47), die mit einem gerändelten vorderen Drehrad (48) bewegt wird und in der Eindrehbewegung einen Kontakt mit dem Stößel (49) des biegsamen Rohrkanal (10) herstellt, so daß in der Vorbewegung des Stößel (49) das Filtersieb (55) ausbewegt wird und in der Rückbewegung des Stößel (49) das Filtersieb (55) durch eine Zugbewegung des Führungsdrahtes (9) mit der radiologisch markierten Spitze (13) einbewegt wird, Fig. 6a, 6b. Innerhalb des Stößel (49) verläuft der Führungsdraht (9) und durchläuft die vordere Drehanordnung (47), an deren Ende eine Lagerung (50) angebracht ist, so daß sich die vordere Drehanordnung (47) in einer Schraubendrehung der hinteren Drehanordnung (51) nicht mitdreht und der Führungsdraht (9) ist am Ende der hinteren

Drehanordnung (51) mit einem weiteren gerändelten Drehrad (52) und einer konischen Befestigung (67) befestigt. In der Drehbewegung der hinteren Drehanordnung (51) mit einem weiteren gerändelten Drehrad (52) wird der Führungsdraht (9) in einer Zugbewegung bewegt und mit einem Zugring (53), der zum Ende der Verschlusskappe (44) angeordnet ist, schneller in der Zugbewegung aus- und einbewegt. Die Bewegung des Ballonkatheter (1) in dem Arteriengefäß (5) zur Gefäßverengungsstelle (54) läßt sich ebenso in einem Leitungskatheter (56) führen. Der Leitungskatheter (56) ist mit einer inneren Leitungskatheterhülle (57), in deren Lumen der Ballonkatheter (1) geführt ist und einer äußeren Leitungskatheterhülle (58), die eine stabilisierende Drahtringdrehanordnung (59) und einen Leitungskatheterführungsdraht (60) umgibt, dargestellt. An den Leitungskatheterführungsdraht (60) sind die elektrischen Kupplungsanschlußleitungen (62) für die elektro-magnetischen Leitungskatheterkupplungsglieder (61) des Leitungskatheter (56) gewickelt und parallel daran eine Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) angeordnet, wie Fig. 1b, 2, 8a und 8b zeigen. Der Leitungskatheter (56) hat in seinem distalen Ende (7) eine Einführkappe (65), in der die innere Leitungskatheterhülle (57) und die äußere Leitungskatheterhülle (58) befestigt sind und der Leitungskatheterflüssigkeitsanschluß (64) für die Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) und der elektrische Verbindungsanschluß (102) für die elektro-magnetischen Leitungskatheterkupplungsglieder (61) angeordnet sind. Der Leitungskatheterführungsdraht (60) des Leitungskatheter (56) wird mit einem gerändelten Leitungskatheterdrehrad (68) mit Schraubendrehbewegungen in einen Zugmechanismus bewegt, so daß der Leitungskatheter (56) wie der Ballonkatheter (1) eine Bewegung im proximalen Ende (6) in dem Arteriengefäß (5) hat. Der Leitungskatheter (56) kann in dem Arteriengefäß (5) in den elektro-magnetischen Kupplungsgliedern (61) geteilt werden, wobei der Leitungskatheterführungsdraht (60) und die elektrischen Kupplungsanschlußleitungen (62) des distalen Ende (7) der Leitungskatheterkupplungsglieder (61) in dem Arteriengefäß (5) verbleiben und einem weiteren Katheteranschluß eine weitere Richtungsgebung in der Einführungsmöglichkeit geben. Die elektrischen Kupplungsanschlußleitungen (62) für die elektro-magnetischen Leitungskatheterkupplungsglieder (61) sind eben so beispielsweise in einem elektrischen Anschlußkanal (103) im Leitungskatheter (56) angeordnet, wie Fig. 2 zeigt. Die elektro-magnetischen Leitungskatheterkupplungsglieder (61) sind auf der Kupplungseinführseite (69) mit einer diamagnetischen Werkstoffanordnung, die aus einem diamagn. Werkstoff (71) mit Siliziumcarbid oder einer chemisch vierwertigen Titanverbindung oder einer elektrochem. fünfwertigen Vanadiumverbindung in einer Halbleiterbeschichtungstechnik aufgebaut, und in der Kupplungsaufnahmeseite (70) mit einem diamagn. Werkstoff (71) konstruiert, so daß das Leitungskatheterkupplungsglied (61) der Kupplungseinführseite (69) in die Kupplungsaufnahmeseite (70) in einer Richtungs-drehbewegung zueinander eingeführt sind und in der Kupplungsaufnahmeseite (70) gehalten wird, wie Fig. 8a und 8b zeigen. Dann wird im Wechsel der elektrischen Anschaltung der diamagnetischen Kupplungsaufnahmeseite (70) das Leitungskatheterkupplungsglied (61) der Kupplungseinführseite (69) in die Kupplungsverschlußhaltung gedreht, wie Fig. 8b zeigt, und in der entgegen geschalteten elektrischen Anschaltung in die Kupplungsöffnungshaltung gedreht, indem ein magnetischer Induktionsstrom in den diamagnetischen Werkstoffanordnungen (71) mit einem geschalteten elektrischen Kupplungsanschlußleitung (62) wirkt. Die Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) hat in der Kupplungseinführseite (69) und der Kupplungsaufnahmeseite (70) je-

weils ein elektro-magnetisches Flüssigkeitsleitungsmikroventil (72), so daß Gefäßflüssigkeit nicht, in dem Arteriengefäß (5) verbleibenden Leitungskatheter (56) mit der Kupplungsaufnahmeseite (70), festkleben kann. Die Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) ist durch die Flüssigkeitsmembrandruckpumpe (12), wie im Ballonkatheter (1) angeordnet, mit dem Flüssigkeitskreislauf verbunden, wie Fig. 12 zeigt. Der Leitungskatheter (56) ist ebenso mit einem Einsetzkatheter (77) und darin innerhalb eingesetzten Resektionsinstrument (73) mit einem beweglich befestigten Ballonmikrokatheter (74) in einem weiteren Operationsablauf im Arteriengefäß (5) zu nutzen.

Das Resektionsinstrument (73) ist mit einem Filtersieb (55) vor dem Resektionsinstrument (73) im proximalen Ende (6) angeordnet ebenso konstruiert, wie Fig. 11a und 11b zeigen, so daß Gewebeteile, die in dem Arteriengefäß (5) entfernt sind, mit einer Einsetzkatheterabflußleitung (75) am proximalen Ende (6) eingesetzt, mit der Absaugmembrandruckpumpe (35) abgepumpt werden. Der Einsetzkatheter (77) hat eine angeordnete Einsetzkatheterflüssigkeitsleitung (76). Die Einsetzkatheterabflußleitung (75) und die Einsetzkatheterflüssigkeitsleitung (76) haben an den Einsetzkatheterleitungsöffnungen (78) zum Arteriengefäß (5) jeweils ein elektro-magnetisches Leitungsmikroventil (79), so daß in der Bewegung des Einsetzkatheters (77) mit dem eingesetzten Resektionsinstrument (73) aus dem Leitungskatheter (56) hinaus, in eine in dem Querschnitt kleinere Gefäßverengungsstelle (64), in der Fortbewegung eine Flüssigkeitsunterstützung hat und Gefäßtraumata weitestgehend verringert werden.

Das Resektionsinstrument (73) hat fünf zentrisch angeordnete Glieder (80), die in einer Halbmateriellwerkstoffverbindung, z. B. mit Titanmetall und mit Pickel (81), in dem Werkstoff Diamant aufgebaut sind. Die Verbindung mit einem Kugelgelenk (82) in der inneren Halterungsseite (83) eines jeden Gliedes (80) ist mit einer Führungsschiene (84) gebildet, so daß der Zapfen (85) des Kugelgelenkes (82) in die Führungsschiene (84) eines jeden Gliedes (80) einpaßt.

Jedes Glied (80) hat in der Verbindung mit dem Kugelgelenk (82) eine Formung, die über einen Viertelradius des Kugelgelenkes (82) hinaus geht, wie Fig. 9b, 10a, 10b zeigen. Auf der inneren Halterungsseite (83) wird das Glied (80) vom Kugelgelenk (82) mit dem Zapfen (85) geführt und auf der äußeren Halterungsseite (95) vom Getriebekasten (86), der das Kugelgelenk (82) umgibt. Jedes zentrisch angeordnete Glied (80) wird in der Bewegung des Kugelgelenkes (82) im Getriebekasten (86) auf- und abbewegt, wie Fig. 10a und 10b zeigen. In der Bewegung wird die äußere Halterungsseite (95) eines jeden Gliedes (80) in der Zugbewegung des Kugelgelenkes (82) in der elliptisch kurvenförmig geformten Innenfläche (83) des Getriebekasten (86) geführt. Die Ineinanderbewegung der Glieder (80) zueinander erfolgt in der Vorwärtsbewegung des Kugelgelenkes (82) im Getriebekasten (86). Das Kugelgelenk (82) ist zylindrisch durchgebohrt und durch den Rohrzylinder (88) im Kugelgelenk (82) ist ein Ballonmikrokatheter (74) aus Polyethylenpolymer-Kunststoff geführt, der in dem Rohrzylinder (88) beweglich befestigt ist. In dem Rohrzylinder (88) und zur radiologisch markierten-Spitze (13) ist der Ballonmikrokatheter (74) mit einem härteren-Kunststoff geformt, so daß der Ballonmikrokatheter (74) mit dem rotierenden Resektionsinstrument (73) keine Berührung hat. Im Getriebekasten (86) ist eine Getriebekastenlagerung (89) angeordnet, die in der Rotation des Resektionsinstrument (73) den Ballonmikrokatheter (74) gegen Verdrehungen lagert. Der Antrieb des Resektionsinstrumentes (73) erfolgt mit einer Getriebewelle (90) aus Kunststoff, die mit dem Getriebekasten (86) verbunden ist und zwischen dem Einsetzkatheter (77) und

der Getriebewelle (90) ist eine Flüssigkeit zur Rotationskühlung eingeleitet, wie Fig. 9a und 9c zeigen, ebenso kann ein elektrischer Antriebsmotor (101) des Resektionsinstrument (73) im proximalen Ende (6) mit einem elektro-magnetisch bewegten Induktionsspulenelektromotor (101) an der Getriebewelle (86) angeordnet, wie Fig. 11a und 11b zeigen. In dem Rohrzylinder (88) des Resektionsinstrument (73) ist ein Führungsdraht (9) mit der elektrischen Kupplungsanschlußleitung (62) eingeordnet. Der Führungsdraht (9) bewegt das Filtersieb (55) aus einer vorderen Rohrhalterung (92) in der ein eingesetztes diamagnetisches Kupplungsglied (93) eine Verbindung im proximalen Ende (6) des Resektionsinstrumentes (73) zum weiteren diamagnetischen Kupplungsglied (96) im konisch geformten Gelenk (94) herstellt und hiermit einerseits das Filtersieb (55) aus der Rohrhalterung (92) bewegt und andererseits in der Rotation des Resektionsinstrument (73), die Rohrhalterung (92) mit dem Filtersieb (55) in dem Arteriengefäß (5), in einer auseinander bewegten Gestaltung, keine Rotationsumdrehung macht, wie Fig. 11a und 11b zeigen. Die Auf- und Abbewegung der einzelnen Glieder (80) des Resektionsinstrumentes (73) erfolgt hier in der Zugbewegung mit dem biegsamen Rohrkanal (10), der mit dem konisch geformten Gelenk (94) verbunden ist, indem eine Getriebekastenlagerung (89) im Getriebekasten (86) den Führungsdraht (9) auflagert und ein diamagnetisches Kupplungsglied (96) mit diamagnetischen Werkstoff (71) eingebaut ist. Im biegsamen Rohrkanal (10) ist in dem Kunststoffaufbau, z. B. in einem umgebenden Leitungsmantel, die elektrische Kupplungsanschlußleitung (62) für das diamagn. Kupplungsglied (93) und das weitere diamagn. Kupplungsglied (96) mitgeleitet. Die Getriebewelle (90) und das bewegliche einzelne Glied (80) des Resektionsinstrumentes (73) sind mit einer biegsamen Ringhalterung (104) miteinander beweglich verbunden, wie Fig. 11a und 11b zeigen. Die Steuerung der elektr.-magn. Ventile (17) und Mikroventile (16; 31; 72; 79) in dem Flüssigkeitsmembrandruckpumpenkreislauf und Absaugmembrandruckpumpenkreislauf und Ballonflüssigkeitsmembrandruckpumpenkreislauf regelt ein elektrisches Steuerelement (97), beispielsweise ein Mikrocomputer, mit elektrischem Netzanschluß (98), wobei die Flüssigkeitsleitungsdruckwerte geregelt werden und ein Fehler im Steuerkreislauf mit Abschaltenelement (99) zur sofortigen Unterbrechung des Steuerkreislauf führt, wie Fig. 12 zeigt.

Patentansprüche

1. Ballondilatationskatheter (1) in dem Werkstoff Kunststoff hergestellt, mit im proximalen Ende (6) angeordneten porigen Filtersieb (55), der mit einem Einführungskatheter (4) einzeln in das Arteriengefäß (5) zur Gefäßverengungsstelle (54) geführt wird und ebenso mit dem Einführungskatheter (4) und einem Leitungskatheter (56) in dem Arteriengefäß (5) geführt wird; wobei der Ballonkatheter (1) einen, zwischen der elastischen Ballonkatheterringhülle (2) und der inneren Ballonkatheterringhülle (3), eingesetzten Ballon (91) hat; und der Ballon (91) mit einer Flüssigkeit, die durch eine Ballonflüssigkeitsleitung (8) vom distalen Ende (7) des Ballonkatheters (1) in das proximale Ende (6) zum Ballon (91) mit einer Ballonflüssigkeitsmembrandruckpumpe (27) oder mit einem manuellen Ballonflüssigkeitsanschluß (29) gepumpt wird, eine Erweiterung im Querschnittsraum des Ballon (91) erhält und die Bewegung des Ballonkatheters (1) in dem Arteriengefäß (5) im proximalen Ende (6) mit einem Führungsdraht (9), der in einem biegsamen Rohrkanal (10), in dem Werkstoff Kunststoff aufgebaut, geführt

ist und dieser biegsame Rohrkanal (10) innerhalb der inneren Ballonkatheterringhülle (3) geführt ist, vollzogen wird; indem die äußere Ballonkatheterringhülle (2) und die innere Ballonkatheterringhülle (3) in einer vorstehenden Verschlußkappenhülle (45) der Verschlußkappe (44) im distalen Ende (7) des Ballonkatheter (1) befestigt sind und der Führungsdraht (9) innerhalb der Verschlußkappe (44) mit einer hinteren Drehanordnung (51), die mit dem weiteren gerändelten Drehrad (52) geschraubt wird und mit einer Lagerung (50) gegen Verdrehung durch die vordere Drehanordnung (47), mit dem vorderen Drehrad (40) geschraubt, gesichert ist; bewegt wird und wobei das gerändelte vordere Drehrad (48), das mit der vorderen Drehanordnung (47) im Verschlußkappenzyylinder (40) eingesetzt ist, einen Stößel (49) des inneren biegsamen Rohrkanal (10) vorschiebt und hiermit im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1) das Filtersieb (55) ausbewegt wird und die Einbewegung des Filtersieb (55) und ebenso die Steuerungsbewegung im proximalen Ende (6) des Ballonkatheters (1), zu der radiologisch markierten Spitze (13) hin, mit der Rückdrehung der vorderen Drehanordnung (47) und anschließender Zugbewegung mit der Schraubendrehung der hinteren Drehanordnung (51) und dem weiteren gerändelten Drehrad (52) erfolgt; und das weitere gerändelte Drehrad (52) den Führungsdraht (9) einbewegt und ebenso ausbewegt und der Führungsdraht (9) mit einem im distalen Ende (7) der Verschlußkappe (44) angeordneten Zugring (53) im Ballonkatheter (1) schnell bewegt wird. 2. Patentanspruch 2, nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Ballonkatheter (1) eine Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen (18) innerhalb der äußeren Ballonkatheterringhülle (2) und der inneren Ballonkatheterringhülle (3) vom distalen Ende (7) zum proximalen Ende (6) geführt sind, wobei die Aneinanderordnung von Flüssigkeitsleitungen (18) mit einer Flüssigkeitsleitungsverbindung (19), im distalen Ende (6) des Ballonkatheters (1), zu einer einzelnen Flüssigkeitsleitung (14) angeordnet sind und diese durch den Querschnittsraum des Ballon (91) geführt ist und zwischen der radiologisch markierten Spitze (13) und dem Ballon (91) eine Flüssigkeitsleitungsöffnung (38) mit einem elektro-magnetischen Mikroventil (16) oder eine Ringverengung (66) hat, so daß mit dem Anschluß einer Flüssigkeitsmembrandruckpumpe (12) in dem gesteuert gepumpten Flüssigkeitsvolumen ein Flüssigkeitsvolumendruck in den aneinander angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) mit Flüssigkeitsleitungsverbindung (19) und einzelner Flüssigkeitsleitung (14) eine Steifigkeitstabilisierung des Ballonkatheters (1) hergestellt ist und durch die Flüssigkeitsleitungsöffnung (38) mit der Ringverengung (66) oder einem elektro-magnetischen Mikroventil (16) ein geregeltes Flüssigkeitsvolumen in das Arteriengefäß (5) geleitet wird.

3. Patentanspruch 3 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Ballonkatheter (1) im proximalen Ende (6) ein Filtersieb (55), das mit einem Ring (41) und verschweißtem Fadenaufbau (42), mit angeordneter poriger Kunststoffmembran (43), die mit einem Hydromethytmethacrylat-Polymerkunststoff beschichtet ist, konstruiert ist; indem die innere Ballonkatheterringhülle (3) im proximalen Ende (6), vor der radiologisch markierten Spitze (13) mit einer erweiterten inneren Ballonkatheterringhülle (24) dargestellt ist; in der das Filtersieb (55) in dem biegsamen Rohrkanal (10) beweglich geführt ist, so daß in der Bewegung des

Ringes (41) durch den biegsamen Rohrkanal (10) der Fadenaufbau (42) in der erweiterten inneren Ringhülle (24) aus- und einbewegt wird und hiermit der Fadenaufbau (42) mit der porigen Membran (43) in dem Arteriengefäß (5) eingesetzt ist; wobei der Führungsdraht (9) mit der Verdickungsstelle (39) vor dem Ring (41), in einer Ausföhrbewegung des Führungsdrahtes (9) in das Arteriengefäß (5) ebenso das Filtersieb (55) aus der erweiterten inneren Ringhülle (24) bewegt und im proximalen Ende (7) des Ballonkatheters (1), in der Verschlußkappe (44), wie im Patentanspruch 1, das Filtersieb (55) und der Führungsdraht (9) bewegt werden.

4. Patentanspruch 4 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß im Ballonkatheter (1) eine Abflußleitung (32); die vom proximalen Ende (6) des Ballonkatheter (1) bis zum distalen Ende (7) parallel zum Führungsdraht (9) und zu der Ballonflüssigkeitsleitung (8) und durch den Ballon (91) geführt ist und hiermit die Abflußleitungsöffnung (30) im proximalen Ende (6) zwischen dem Ballon (91) und der radiologisch markierten Spitze (13) angeordnet ist und in der Abflußleitungsöffnung (30) ein elektro-magnetisches Abflußleitungsmikroventil (31) konstruiert ist.

5. Patentanspruch 5 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet; daß im Ballonkatheter (1) zum distalen Ende (7) ein Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) mit einem elektro-magnetischen Ventil (17) und ein Flüssigkeitsleitungskupplungsanschluß (15) mit elektro-magnetischen Ventil (17) und eine Abflußleitungskupplung (33) mit elektro-magnetischen Ventil (17) angeordnet sind; so daß die Ballonflüssigkeitsleitung (8) aus der äußeren Ballonkatheterhülle (2) heraus mit dem Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) in einem gemeinsamen Kunststoffaufbau verschweißt ist und in dem Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) eine Ballonflüssigkeitsdruckleitung (26) angekuppelt ist; welche die Ballonflüssigkeitsleitung (8) mit der doppelt in der Flußrichtung wirkenden Ballonflüssigkeitsmembrandruckpumpe (27) und den Druckbegrenzungsventilen (20) und den Druckanzeigern (21) in dem Kreislauf mit dem Ballonflüssigkeitsbehälter (28) und Druckrückschlagventil (23) verbindet, wobei an dem Ballonflüssigkeitskupplungsanschluß (25) ein manuell er Anschluß (29) für die Ballonflüssigkeit angeordnet ist; und weiter die angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) aus der äußeren Ballonkatheterhülle (2) mit dem Flüssigkeitskupplungsanschluß (15) im gemeinsamen Kunststoffaufbau verschweißt sind und in die Flüssigkeitsleitungskupplung (15) eine Flüssigkeitsdruckleitung (11) angekuppelt ist; so daß die aneinander angeordneten Flüssigkeitsleitungen (18) mit einer Flüssigkeitsmembrandruckpumpe (12) und Druckbegrenzungsventil (20) und Druckanzeiger (21) und einem Flüssigkeitsvorratbehälter (22) mit Druckrückschlagventil (23) in einem Kreislauf verbunden sind; und weiter die Abflußleitung (32) aus der äußeren Ballonkatheterhülle (2) heraus mit der Abflußleitungskupplung (33) in einem gemeinsamen Kunststoffaufbau verschweißt ist und in die Abflußleitungskupplung (33) eine Abflußdruckleitung (34) angekuppelt ist, so daß die Abflußleitung (32) mit einer Absaugmembrandruckpumpe (35) und Druckbegrenzungsventil (20) und Druckanzeiger (21) und einem offenen Abflußbehälter (36) mit Abscheiderventil (37) in einem Kreislauf verbunden ist; und die Steuerung mit einem Steuerelement (97), das mit einem Mikrocomputer dargestellt ist, geregelt ist; indem ebenso die elektro-magnetischen Ventile (17) und elektro-magnetischen Mi-

kroventile (16, 31, 72, 79) in den Leitungen und die Ventile in den Membrandruckpumpenkreisläufen (20, 23) und die Steuerschaltung der elektro-magnetischen Kupplungsglieder (61, 69, 70, 93, 96) und die Steuerung des elektr. Antriebsmotors (101) mit dem Steuerelement (97) und einem elektr. Netzanschluß (98) mit einem Abschaltelement (99) in einem Steuerkreislauf geregelt ist.

6. Patentanspruch 6 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet; daß ein Leitungskatheter (56); der den Ballonkatheter (1) zu der Gefäßverengungsstelle (54) in dem Arteriengefäß (5) leitet, mit elektro-magnetischen Kupplungsgliedern (61) geteilt werden kann und die Kupplungseinführseite (69) und Kupplungsaufnahmesite (70) mit diamagnetischen Werkstoffen, wie z. B. eine elektrochemisch diamagnetisch vierwertige Titanverbindung, eine diamagnetische Siliziumcarbidverbindung, eine diamagnetische fünfwertige Vanadiumhalbmetallverbindung in einer Halbleiterbeschichtungstechnik, besetzt sind und die Kupplungsglieder (61) mit einer elektrischen Leitungsverbindung (62) mit Kontaktschuhen verbunden sind und in einer wechselnden elektrischen Anschaltung der diamagnetischen Kupplungseinführseite (69) und der diamagnetischen Kupplungsaufnahmesite (70), die Kupplungseinführseite (69) in die Kupplungsaufnahmesite (70) gedreht wird, und hiermit der Leitungskatheter (56) zusammengesetzt werden kann und umgekehrt geteilt werden kann, so daß das proximale Ende (6) des Leitungskatheter (56) in dem Arteriengefäß (5) verbleiben kann und die elektrischen Leitungsverbindungen (62) mit dem Leitungskatheterführungsdraht (60) aus dem Arteriengefäß (5), als weitere Einföhrungszeichnung zeigen und die Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) mit den elektro-magnetischen Leitungsmikroventilen (72), in einer Siliziumhalbleitermikrotechnik aufgebaut, auf jeder Seite der elektro-magnetischen Kupplungsglieder (61) konstruiert sind, so daß keine Gefäßflüssigkeit in der Leitungskatheterflüssigkeitsleitung (63) des geteilten Leitungskatheter (55) verkleben kann und diese verstopft.

7. Patentanspruch 7 nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet; daß der Ballon (91) eines Ballonmikrokatheter (74) im proximalen Ende (6) eines Resektionsinstrumentes (74), das mit einem Einsetzkatheter (77) innerhalb des Leitungskatheter (56) in das Arteriengefäß (5) eingeleitet ist, beweglich angeordnet ist und in einer einzelnen Leitungsanordnung in dem Werkstoff Polyethylenpolymer Kunststoff dargestellt ist und der Ballonmikrokatheter (74) in dem Resektionsinstrument (74) beweglich befestigt ist, indem das Resektionsinstrument (74) einerseits mit aus- und einbeweglichen Gliedern (80), die mit einem Kugelgelenk (82) in einem elliptisch kurvenförmigen Getriebekasten (86) bewegt sind, wobei in der inneren Halterungsseite (83) eines Gliedes (80) eine Führungsschiene (84) dargestellt ist, die in den Zapfen (85) des Kugelgelenkes (82) einpaßt und die Vor- und Zurückbewegung des Kugelgelenkes (82) im Getriebekasten (86) die äußere Halterungsseite (95) des Gliedes (80) in dem kurvenförmigen Getriebekasten (86) eine zwangsläufige kinetische Richtungslenkung des Gliedes (80) bewirkt und in das Kugelgelenk (82) in seinem Kugelradius ein Rohrzylinder (88) axial gebohrt ist und der Ballonmikrokatheter (74) innerhalb des Rohrzylinders (88) beweglich befestigt ist, so daß der Ballonmikrokatheter (74) im Kugelgelenk (82) vor- und zurück geschoben werden kann und der Ballonmikrokatheter (74) dem Resekti-

onsinstrument (73) eine axiale Rotationshalterung in dem Arteriengefäß (5) gibt und mit der Einsetzkatheterabflußleitung (75) des Einsetzkatheters (77), im Arteriengefäß (5) entfernte Gefäßgewebeteilchen zwischen der Gefäßverengungsstelle (54) und dem Resektionsinstrument (73) abgesaugt werden und andererseits im Aufbau des Resektionsinstrument (73) mit einem konisch geformten Gelenk (94) und einer biegsamen Ringhalterung (100) der Glieder (80) an der Getriebewelle (90) und einem Filtersieb (55) dargestellt ist, wobei hier die abfließenden Gefäßgewebeteilchen in dem Filtersieb (55) aufgefangen werden und ebenso von der Einsetzkatheterabflußleitung (75) zwischen dem Resektionsinstrument (73) und dem Filtersieb (55) abgesaugt werden und das Filtersieb (55) mit einem diamagnetischen Kupplungsglied (93) in der Rohrhalterung (92) des Filtersieb (55) und einem weiteren diamagnetischen Kupplungsglied (96) in dem konisch geformten Gelenk (94) des Resektionsinstrumentes (73) keine Rotation des Filtersieb (55) durch die Stationsdrehung des Resektionsinstrumentes (73) erfolgt und das Filtersieb (55) in der kinetischen Verbindung mit der Rohrhalterung (92) und einer Vor- und Zurückbewegung mit einem Führungsdraht (9) eine Aus- und Einbewegung im Arteriengefäß (5) erhält.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

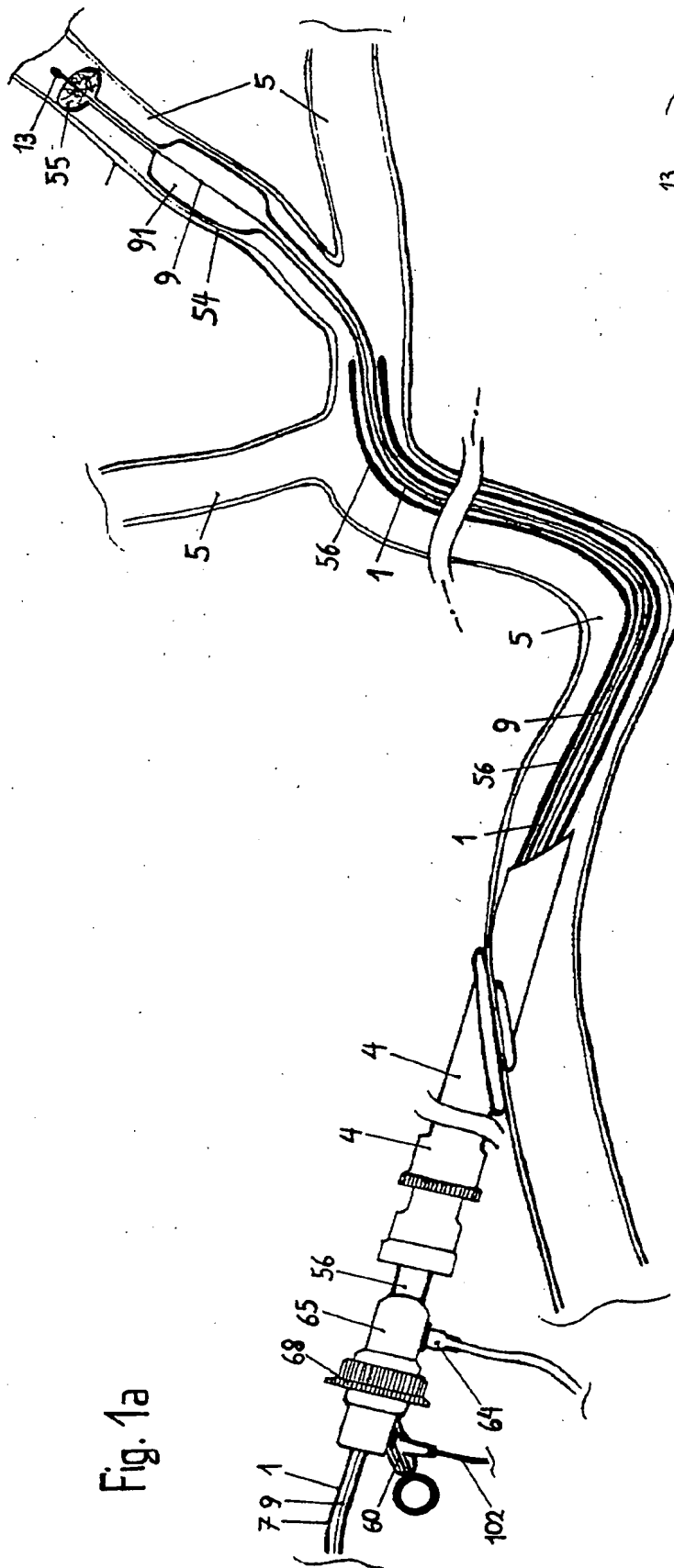


Fig. 1a

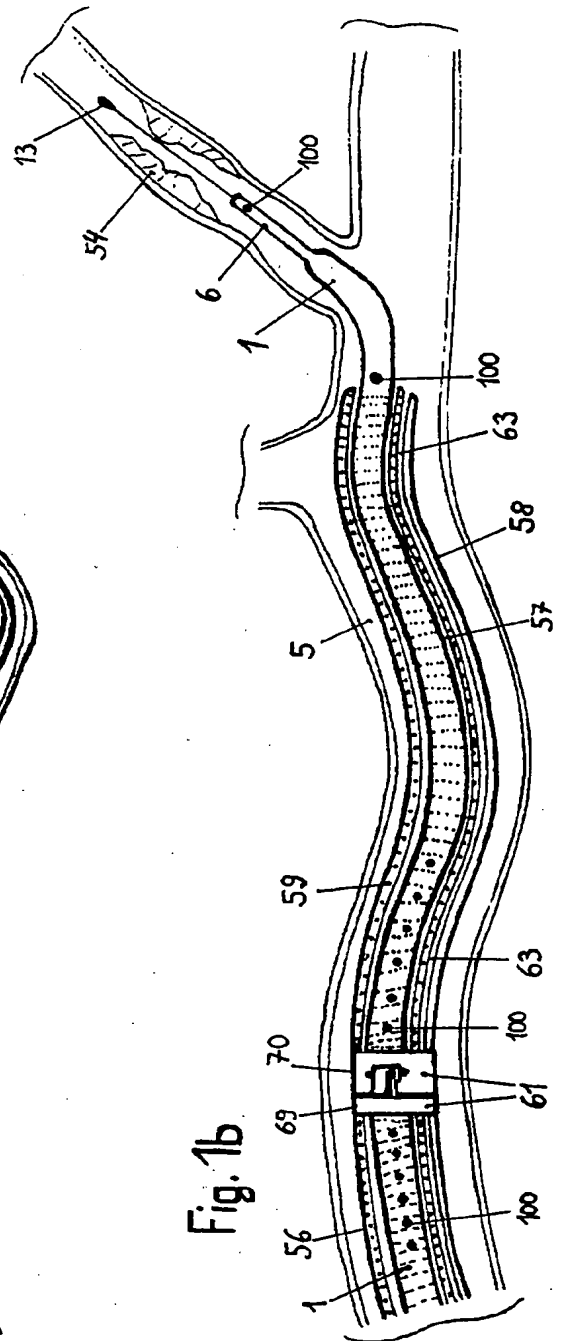


Fig. 1b

Fig. 2

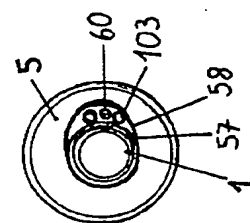


Fig. 3

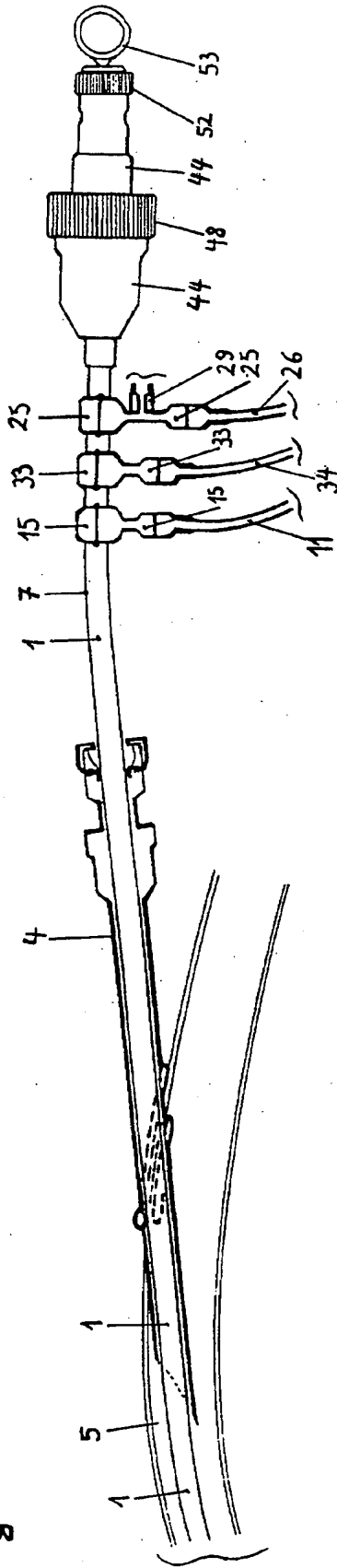


Fig. 5a

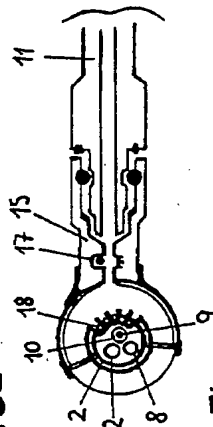


Fig. 5b

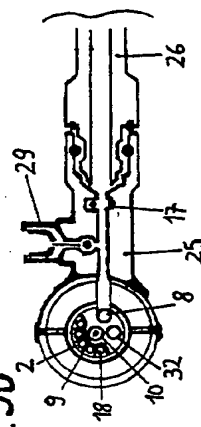


Fig. 5c

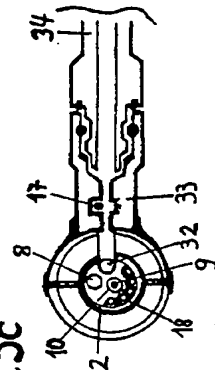


Fig. 4

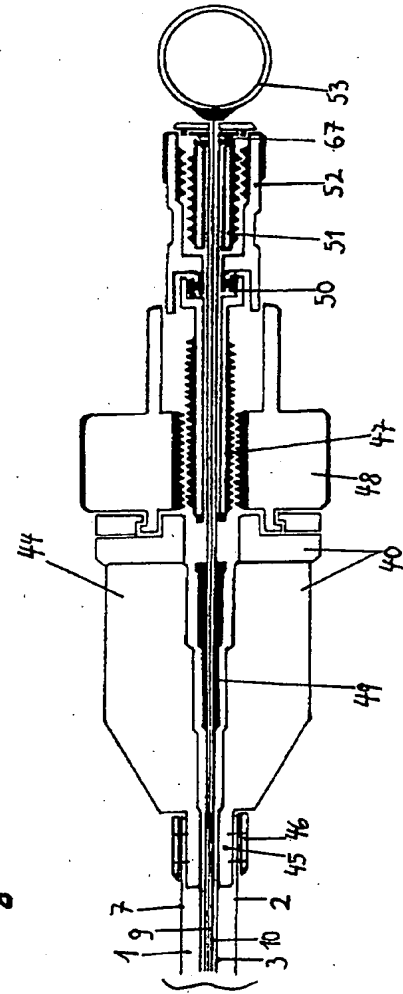


Fig. 6a

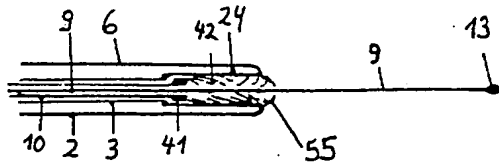


Fig. 6b

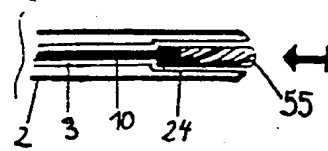


Fig. 7a

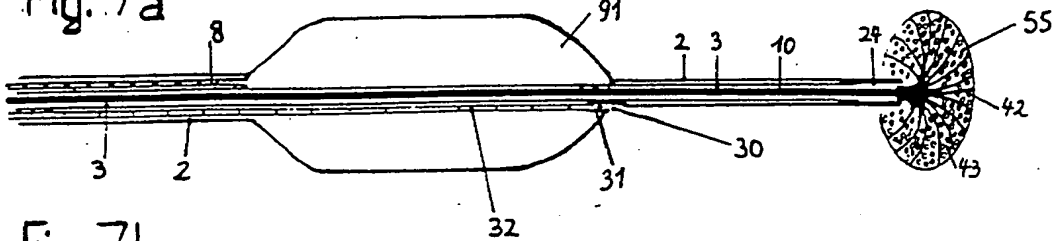


Fig. 7b

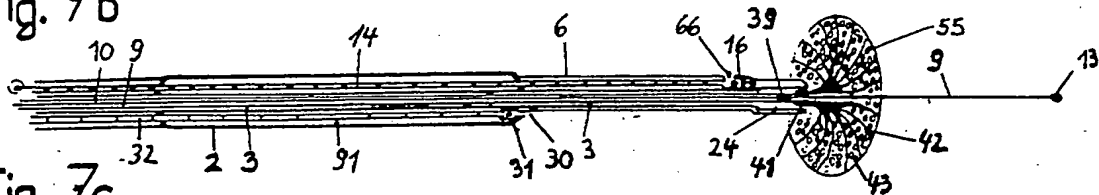


Fig. 7c

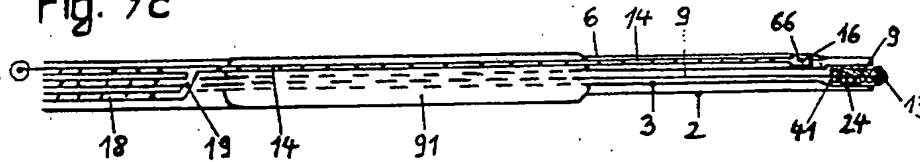


Fig. 8a

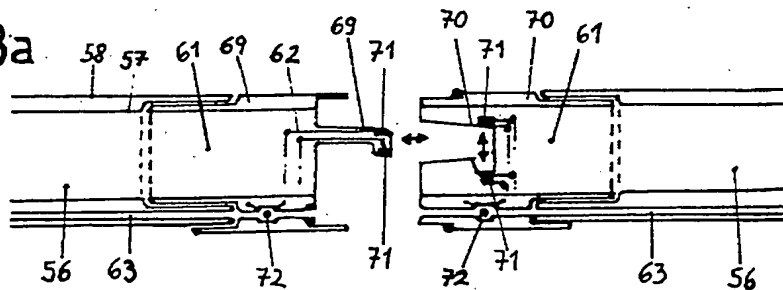


Fig. 8b

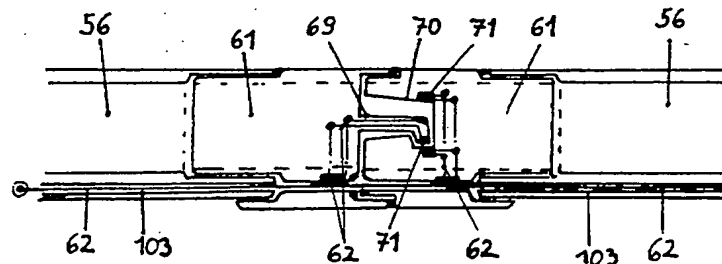


Fig. 9a

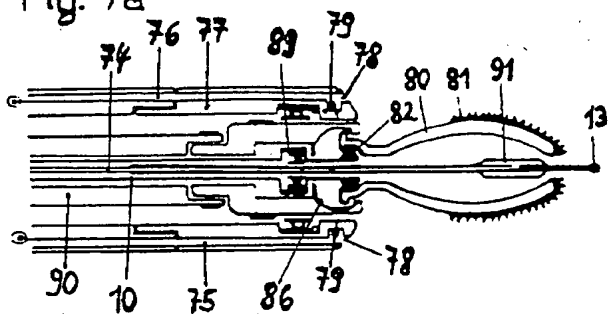


Fig. 10a

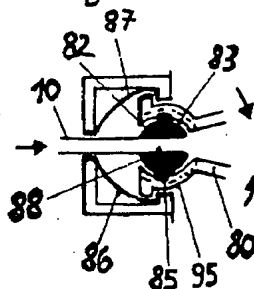


Fig. 10b

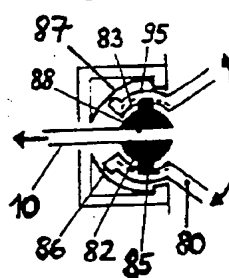


Fig. 9b

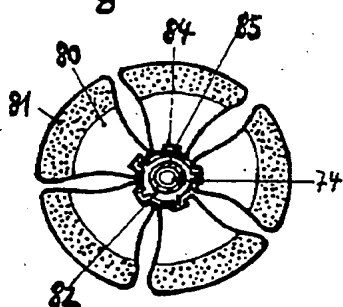


Fig. 9c

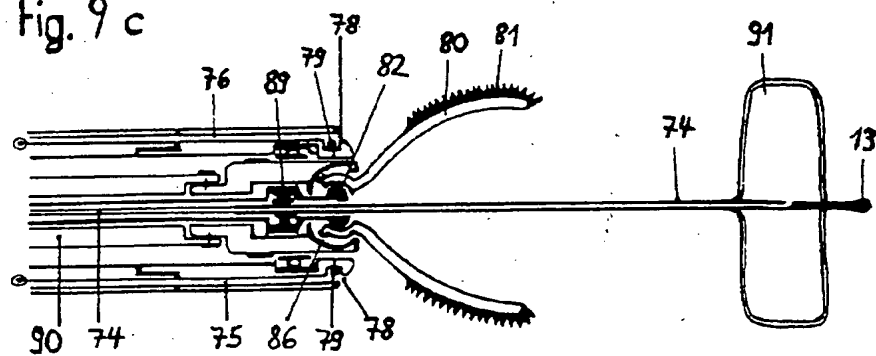


Fig. 11a

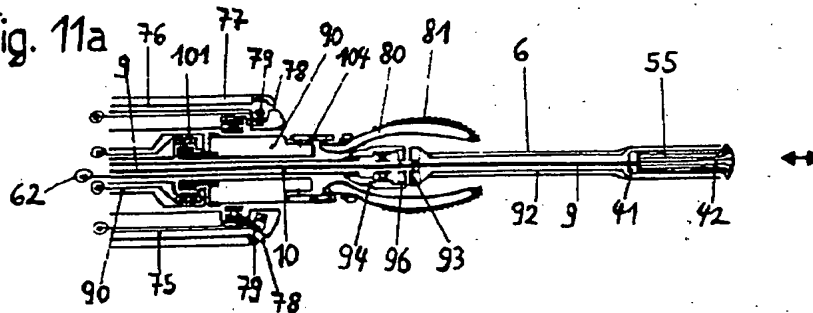


Fig. 11b

